

Patient dose evaluation by means of DICOM images for a direct radiography system

Valutazioni di dose al paziente tramite immagini DICOM per un apparecchio digitale diretto

O. Rampado¹ • E. Garelli¹ • R. Zattero² • U. Escoffier² • R. De Lucchi² • R. Ropolo¹

¹Struttura Complessa Fisica Sanitaria I, ²Radiologia Diagnostica 1, Ospedale San Giovanni Battista, Corso Bramante 88/90, 10126 Torino, Italy
Correspondence to: O. Rampado, Tel.: +39-011-6335373, Fax: +39-011-6634547, e-mail: orampado@molinette.piemonte.it

Received: 16 January 2007 / Accepted: 29 May 2007 / Published online: 25 October 2008
© Springer-Verlag 2008

Abstract

Purpose. The purpose of this work was to evaluate the statistical distribution of patient dose for different examinations by using the data stored in a DICOM image archive of a direct digital radiography system.

Materials and methods. An automatic procedure to extract dose data and exposure parameters from the image archives was implemented. During a 4.5-month period, 8,292 images were collected. Exposure parameters and the air kerma area product (P_{KA}) stored in the image DICOM header were examined for each image. The entrance surface air kerma ($K_{a,e}$), a quantity comparable to the current diagnostic reference levels (DRL), was estimated considering the P_{KA} and the geometric parameters of each examination.

Results. P_{KA} and $K_{a,e}$ distributions showed highly variable values. The obtained $K_{a,e}$ values were substantially lower than the DRL. DRL were more than six times the mean value of $K_{a,e}$ distribution for the abdomen anteroposterior (AP) and lumbar spine lateral (LAT) projections, whereas the ratio was equal to 2.7 for posteroanterior (PA) chest examinations.

Conclusions. The method adopted proved to be effective for characterising the dose of each examination by means of the statistical analysis of the dose quantities over extensive samples. The dose values obtained and the comparison with the DRL showed that this radiographic device allows substantial dose savings compared with estimations made for nondigital or for phosphor-based systems.

Riassunto

Obiettivo. Lo scopo di questo lavoro è stato quello di utilizzare i dati memorizzati nell'archivio DICOM delle immagini realizzate con un apparecchio digitale diretto per valutare la distribuzione statistica della dose al paziente per diversi esami.

Materiali e metodi. È stata implementata una procedura informatica automatizzata di estrazione dei dati di dose e dei parametri di esposizione dall'archivio delle immagini realizzate. La raccolta dei dati è stata effettuata per un periodo di quattro mesi e mezzo e per un totale di 8292 immagini. Per ciascuna immagine sono stati considerati i parametri di esposizione e il prodotto kerma per area (P_{KA}) memorizzati nel header dei file immagine. Considerando il P_{KA} e i parametri geometrici di ciascun esame è stato possibile effettuare una stima di kerma superficiale in ingresso ($K_{a,e}$), grandezza confrontabile con gli attuali livelli diagnostici di riferimento (LDR).

Risultati. Le distribuzioni di P_{KA} e di $K_{a,e}$ mostrano valori con un'elevata dispersione. I valori di $K_{a,e}$ ottenuti risultano ampiamente inferiori ai livelli diagnostici di riferimento. Il valore di LDR è superiore a 6 volte quello del valore medio della distribuzione di $K_{a,e}$ valutata per gli esami addome AP e colonna lombare LAT, mentre per gli esami del torace PA tale rapporto è circa 2,7.

Conclusioni. Il metodo implementato è risultato efficace per caratterizzare la dose di ciascun esame tramite la valutazione degli indici statistici della quantità di interesse su campioni molto estesi. I valori di dose ottenuti in rapporto ai livelli diagnostici di riferimento indicano che

Keywords Patient dose · DICOM · Direct radiography

per questo apparecchio si ha un risparmio considerevole di dose rispetto a quanto è stato valutato per apparecchi radiologici non digitali o digitali con piastre ai fosfori.

Parole chiave Dose al paziente · DICOM · Radiologia
Digitale diretta

Introduction

In accordance with Decree of Law No. 187/2000 [1], all newly installed radiological devices provide an indication of patient dose. In digital equipment, this indication is often automatically stored in the DICOM header file of the images produced. The possibility of extracting this information from a computer archive allows evaluation of patient dose over extensive samples at a small cost in terms of time and tools utilised. The European guidelines [2] on quality criteria in diagnostic imaging suggest two possible approaches for evaluating patient dose: the use of thermoluminescent dosimeters (TLD) applied to the patient's skin at the centre of the radiation field; or assessment based on exposure factors and measurement of X-ray tube output by an ionising chamber [3]. The method used in our study was consistent with the second approach in that the dose data stored in the DICOM header were calculated on the basis of the exposure parameters of each examination. This type of evaluation is particularly suited to direct digital flat-panel devices, where the exposure parameters are generally selected automatically by the software on the basis of the manufacturer's settings and automatic exposure control. Numerous studies [4–7] have demonstrated that the use of digital detectors in radiology is not always coupled with adequate dose optimisation and that at any rate there are substantial differences related to the technology implemented [8–10].

The aim of this study was to use DICOM data of the image archive of a direct digital device to evaluate statistical distribution of patient dose for different examinations. This was done by implementing an automated, computerised procedure for extracting data on dose and exposure parameters.

Materials and methods

With regard to dosimetric quantities, the terms and symbols used are consistent with those defined by the International Commission on Radiation Units (ICRU) [11]. Examinations were performed with a Philips Digital Diagnost device equipped with two flat-panel detectors with active matrix amorphous silicon (a-Si) technology coupled with a cesium iodide CsI(Tl) scintillator, which permits table and upright

Introduzione

In ottemperanza al decreto legge 187/2000 [1], le apparecchiature radiologiche di nuova installazione forniscono un'indicazione di dose al paziente. Per le apparecchiature digitali, in molti casi tale indicazione viene automaticamente memorizzata nell'intestazione del file DICOM delle immagini realizzate. La possibilità di consultare questi dati in un archivio informatico determina l'opportunità di effettuare valutazioni di dose al paziente su campioni molto estesi con un costo limitato in termini di tempo e strumentazione utilizzata. Le linee guida europee [2] sulla qualità in radiodiagnostica indicano due approcci possibili per la valutazione della dose al paziente: l'impiego di dosimetri a termoluminescenza (TLD) applicati sulla cute del paziente al centro del campo o la valutazione sulla base dei parametri di esposizione utilizzati e del rendimento dell'apparecchio radiologico valutato con una camera a ionizzazione [3]. Il metodo utilizzato in questo lavoro è coerente con il secondo approccio indicato, in quanto il valore di dose memorizzato nell'intestazione del file DICOM è calcolato sulla base dei parametri di esposizione per ciascun esame effettuato. Una valutazione di questo genere è particolarmente interessante per gli apparecchi digitali diretti flat panel, per i quali la scelta dei parametri di esposizione è nella maggior parte dei casi effettuata automaticamente dal software di gestione sulla base delle impostazioni della ditta costruttrice e del controllo automatico di esposizione. Numerosi studi [4–7] dimostrano infatti che l'impiego dei rivelatori digitali in radiologia non sempre è accompagnato da un adeguato studio di ottimizzazione della dose al paziente e che in ogni caso esistono differenze consistenti legate alle diverse soluzioni tecnologiche adottate [8–10].

Lo scopo di questo lavoro è stato quello di utilizzare i dati memorizzati nell'archivio DICOM delle immagini realizzate con un apparecchio digitale diretto per valutare la distribuzione statistica della dose al paziente per diversi esami, attraverso l'implementazione di una procedura informatica automatizzata di estrazione dei dati di dose e dei parametri di esposizione.

Materiali e metodi

Per quanto riguarda le grandezze dosimetriche, la terminologia e i simboli utilizzati in questo lavoro sono conformi a quelli definiti dalla Commissione Internazionale per le Unità Radiologiche (ICRU) [11]. Gli esami sono stati effettuati su

examinations. The images produced are transferred to the department's archive and can be viewed from different workstations. One of the workstations runs a programme installed as an ImageJ plug in (National Institutes of Health, <http://rsb.info.nih.gov/ij/>) [12], which extracts the following data sequence from all DICOM header files:

- Examination date
- Patient data: name, surname, gender, age (derived from the date of birth)
- Description of series (with data on the type of examination and projection)
- Exposure parameters: kV, filtration, exposure time in ms, mAs, source-detector distance (SDD), height (H) and width (W) of the field on the detector
- Kerma area product (P_{KA})

Accuracy of the P_{KA} values contained in the DICOM header was determined for different types of examination, with various kV and filtrations, by comparing the indication provided by the device with the air kerma measurements obtained with a 0.6 cc ionising chamber (2571, NE Technology Limited, Berkshire, England) multiplied by the beam area. The differences between P_{KA} data provided in the image DICOM header and measurements obtained were lower than 10%. The DICOM header data were entered in an Excel spreadsheet and edited using Visual Basic macros. By controlling for age values, we excluded data concerning paediatric patients so as not to bias the results of the comparison with the DRL established for standard-sized adult patients. For each examination, we analysed the distribution of P_{KA} values and the different exposure parameters. For examinations with diagnostic reference levels (DRL) established by the current legislation [skull posteroanterior (PA) and lateral (LAT), chest PA and LAT, lumbar spine AP and LAT, abdomen and pelvis] we estimated the entrance-surface air kerma ($K_{a,e}$). The equation applied was the following:

$$K_{a,e} = \frac{P_{AK}}{W \cdot H} \cdot \left(\frac{DSD}{DSD - T} \right) \cdot BSF \quad (1)$$

where T is the thickness of a standard-sized patient at the centre of the field for the projection being considered, and BSF is the backscatter factor. The thickness of the standard patient was evaluated on the phantom used by the Win ODS software [13], which has similar characteristics to the ICRP reference man [14]. In accordance with the literature [2], a value of 1.35 was used as a backscatter factor for diagnostic imaging.

Results and discussion

Data were collected over a period of 4.5 months for a total

di un apparecchio radiologico digitale diretto Philips Digital Diagnost dotato di due rivelatori flat panel con tecnologia a matrice attiva di silicio amorfo (a-Si) accoppiata ad uno scintillatore in CsI(Tl), che consentono di effettuare esami su tavolo o in teleradiografia. Le immagini realizzate vengono trasferite all'archivio del reparto e possono essere consultate da diverse postazioni di lavoro. Su una di esse è stato installato un programma realizzato come plugin del software ImageJ (National Institute of Health, <http://rsb.info.nih.gov/ij/>) [12] che estrae in modo sequenziale da tutte le immagini realizzate le seguenti informazioni:

- data dell'esame;
- dati del paziente: nome, cognome, sesso, età (ricavata dalla data di nascita);
- descrizione serie (contenente informazioni sul tipo di esame e sulla proiezione);
- parametri di esposizione: KV, filtrazione, tempo di esposizione in ms, mAs, distanza fuoco rivelatore (DFR), altezza (H) e larghezza (L) del campo sul rivelatore;
- prodotto kerma per area (P_{KA}).

L'accuratezza dei valori di P_{KA} contenuti nel DICOM header è stata valutata per diverse tipologie di esame, con vari KV e filtrazioni, confrontando l'indicazione fornita dall'apparecchio con la misura di kerma in aria ottenuta con una camera a ionizzazione 0,6 cc (tipo 2571, NE Technology Limited, Berkshire, Regno Unito) moltiplicata per l'area del fascio. Le differenze tra l'indicazione di P_{KA} riportate nel file dell'immagine e le misure realizzate sono risultate inferiori al 10%. Le informazioni indicate sono state riportate in un foglio di calcolo Excel ed elaborate per mezzo di macro in Visual Basic. Per mezzo di un controllo sui valori dell'età sono stati esclusi i dati relativi a pazienti in età pediatrica, al fine di non falsare il risultato del confronto con LDR definiti per pazienti adulti di taglia normale. Per ciascun esame è stata analizzata la distribuzione dei valori di P_{KA} e dei diversi parametri di esposizione. Per gli esami per i quali sono definiti i livelli diagnostici di riferimento (LDR) nell'attuale normativa (cranio PA e LAT, torace PA e LAT, colonna lombare AP e LAT, addome e pelvi) si è proceduto ad effettuare una stima del kerma superficiale in ingresso ($K_{a,e}$). La relazione utilizzata è la seguente:

$$K_{a,e} = \frac{P_{AK}}{W \cdot H} \cdot \left(\frac{DSD}{DSD - T} \right) \cdot BSF \quad (1)$$

dove S è lo spessore di un paziente standard al centro del campo per la proiezione in oggetto e BSF è il fattore di radiazione retrodiffusa. Lo spessore del paziente standard è stato valutato sul fantoccio utilizzato dal programma di calcolo WinODS [13] conforme alle caratteristiche indicate dalla commissione internazionale di radioprotezione (ICRP) per l'uomo standard [14]. In accordo con quanto riportato in letteratura [2] come fattore di radiazione retrodiffusa nell'ambito dell'energia dei fasci radiogeni utilizzati in radiodiagnostica è stato utilizzato il valore 1,35.

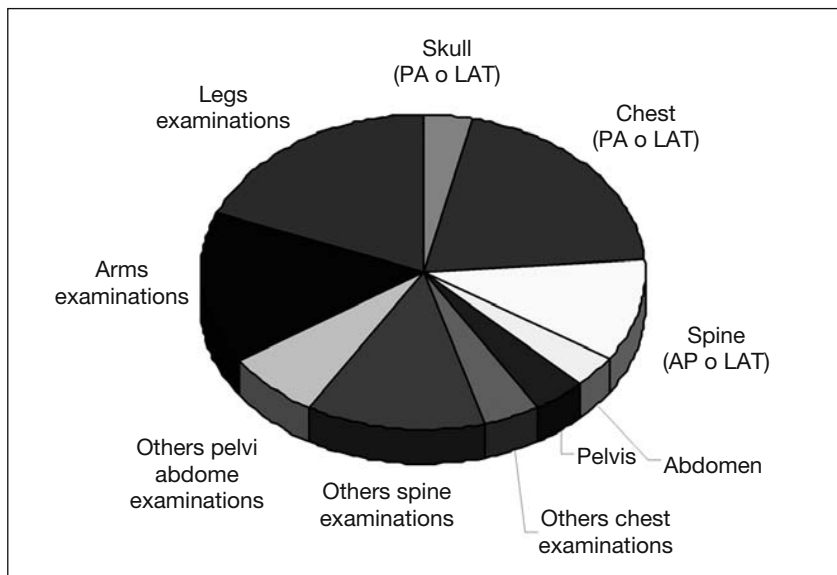


Fig. 1 Distribution of examinations performed with the device considered.

Fig. 1 Ripartizione degli esami svolti sull'apparecchio considerato.

of 8,292 images. The distribution of examinations is shown in Fig. 1. Examinations with established DRL values accounted for approximately 42% of the total. If we excluded examinations of the lower and upper limbs, where the effective patient dose is limited, this proportion rose to 63%. The results reported below therefore refer to examinations with established DRL values, both because there is a legal framework and requirement for dose evaluation and because these examinations account for a significant portion of all those performed. Figure 2 shows histograms representing P_{KA} distributions for the various examinations, and Table 1 shows the principal statistical indicators.

For all examinations considered, there was a high variability level of P_{KA} values. In particular, for lumbar spine AP examinations, the maximum value was approximately 50 times the minimum value, and the percentage standard deviation (SD) was 131%. For examinations of the chest, abdomen and pelvis, the percentage SD was about 75% and the ratio between maximum and minimum value between 20 and 40. There was less variability for examinations of the skull, with percentage SDs of 38% (LAT projection) and 30% (PA projection) and a minimum-to-maximum ratio of approximately 6.

We observed that the kV value and beam filtration were established by the device after selection of the type of examination and were not changed by the operator. The variability of P_{KA} values observed was therefore related to the different geometric exposure conditions and the different tube-current time product (mAs) defined during the examination by the automatic exposure control system. With regard to geometric parameters, the mean values and relative SDs are shown in Table 2.

Risultati e discussione

La raccolta dei dati è stata effettuata per un periodo di quattro mesi e mezzo e per un totale di 8292 immagini. La ripartizione degli esami è riportata in Fig. 1. Gli esami per i quali sono definiti i LDR contribuiscono al totale per una percentuale di circa 42%. Escludendo dal totale gli esami agli arti inferiori e superiori per i quali la dose efficace al paziente è sicuramente limitata, questa percentuale sale al 63%. I risultati riportati di seguito riguardano quindi gli esami per i quali sono definiti i LDR, sia perché per essi esiste un riferimento e un obbligo normativo di valutazione e sia perché rappresentano una porzione significativa degli esami svolti. In Figura 2 sono riportati gli istogrammi che rappresentano le distribuzioni di P_{KA} per i vari esami e gli indicatori statistici principali sono riportati in Tabella 1.

Si può notare per tutti gli esami considerati un'elevata dispersione dei valori di P_{KA} . In particolare per gli esami della colonna lombare AP si ha un valore massimo che è circa 50 volte il valore minimo e una deviazione standard percentuale di 131%. Per gli esami del torace, dell'addome e della pelvi la deviazione standard percentuale è di circa 75% e il rapporto tra valore massimo e valore minimo è compreso tra 20 e 40. Gli esami del cranio presentano valori meno dispersi, con deviazioni standard percentuali di 38% (proiezione LAT) e di 30% (proiezione PA) e un rapporto tra valore massimo e minimo di circa 6.

Si è osservato che i valori di KV e la filtrazione del fascio sono impostati dall'apparecchiatura dopo la scelta della tipologia di esame e non vengono modificati dall'operatore. La variabilità dei valori di P_{KA} riscontrati è quindi legata alle diverse condizioni geometriche di esposizione e al diverso valore di prodotto corrente per tempo (mAs) definito durante l'esecuzione dell'esame per mezzo del

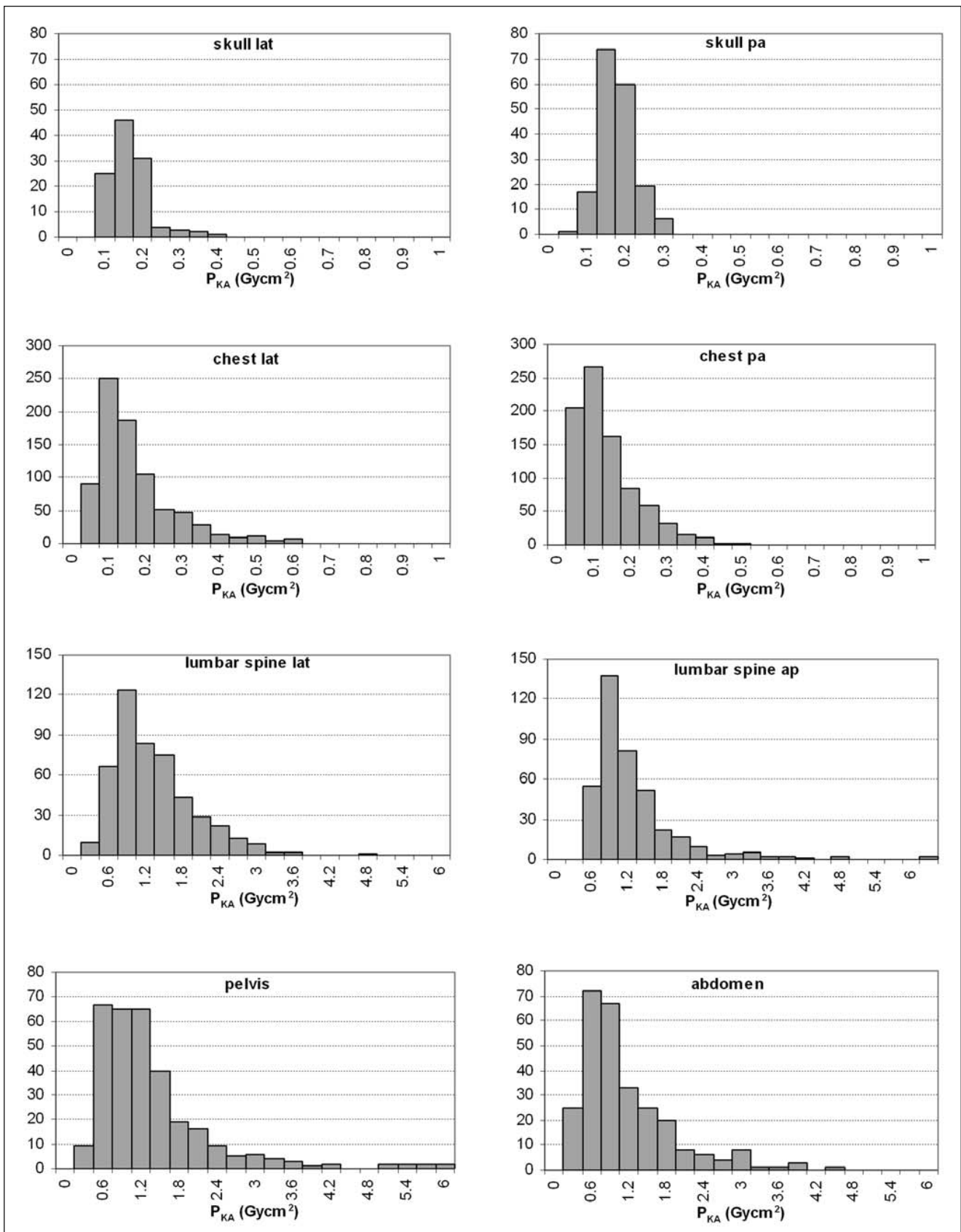


Fig. 2 Air kerma area product (P_{KA}) distributions for the different examinations.

Fig. 2 Distribuzioni di P_{KA} per i diversi esami.

Table 1 Values of air kerma area product (P_{KA}) in Gy cm² for the different examinations

Examination	No. of examinations	Kerma area product (Gy cm ²)			Min	Max	3rd quartile
		Mean	SD	% SD			
Abdomen AP	278	0.99	0.74	75	0.14	4.29	1.27
Pelvis	321	1.22	0.95	77	0.30	5.97	1.42
Lumbar spine AP	397	0.89	1.16	131	0.12	5.90	1.03
Lumbar spine LL	480	1.17	0.64	55	0.09	4.53	1.50
Skull LAT	191	0.14	0.05	38	0.06	0.34	0.17
Skull PA	113	0.15	0.05	30	0.05	0.29	0.18
Chest LAT	808	0.15	0.11	75	0.03	0.98	0.19
Chest PA	850	0.11	0.09	77	0.02	0.71	0.15

SD, standard deviation; AP, anteroposterior; LL, laterolateral; LAT, lateral; PA, posteroanterior

Tabella 1 Valori di P_{KA} in Gy cm² per i diversi esami

Esame	Numero esami	Valori di prodotto kerma per area [Gy cm ²]			Min	Max	3° quart.
		Valore medio	DS	DS %			
Addome ap.	278	0,99	0,74	75	0,14	4,29	1,27
Bacino	321	1,22	0,95	77	0,30	5,97	1,42
Colonna lomb. ap.	397	0,89	1,16	131	0,12	5,90	1,03
Colonna lomb. ll.	480	1,17	0,64	55	0,09	4,53	1,50
Cranio lat.	191	0,14	0,05	38	0,06	0,34	0,17
Cranio pa.	113	0,15	0,05	30	0,05	0,29	0,18
Torace lat.	808	0,15	0,11	75	0,03	0,98	0,19
Torace pa.	850	0,11	0,09	77	0,02	0,71	0,15

DS, deviazione standard; ap, anteroposteriore; ll, laterolaterale; pa, posteroanteriore; lat, laterale

Table 2 Geometric parameters used for the different examinations

Examination	Source to detector distance (cm)		Field Width (cm)		Field Height (cm)	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
Abdomen AP	111	7.2	42.2	2.3	36.6	2.7
Pelvis	111	8.6	33.5	4.4	40.0	3.8
Lumbar spine AP	111	5.5	40.1	2.3	18.5	1.3
Lumbar spine LL	112	8.0	19.9	3.0	39.1	5.7
Skull LAT.	154	10.8	26.6	2.8	28.0	2.9
Skull PA	154	9.7	27.9	3.5	22.0	1.8
Chest LAT	179	5.1	40.1	3.1	33.4	3.6
Chest PA	179	3.7	37.3	3.3	37.9	3.5

SD, standard deviation; AP, anteroposterior; LL, laterolateral; LAT, lateral; PA, posteroanterior

Tabella 2 Parametri geometrici utilizzati per i diversi esami

Esame	Distanza fuoco rivelatore (cm)		Larghezza campo (cm)		Altezza campo (cm)	
	Media	DS	Media	DS	Media	DS
Addome ap.	111	7,2	42,2	2,3	36,6	2,7
Bacino	111	8,6	33,5	4,4	40,0	3,8
Colonna lomb. ap.	111	5,5	40,1	2,3	18,5	1,3
Colonna lomb. ll.	112	8,0	19,9	3,0	39,1	5,7
Cranio lat.	154	10,8	26,6	2,8	28,0	2,9
Cranio pa.	154	9,7	27,9	3,5	22,0	1,8
Torace lat.	179	5,1	40,1	3,1	33,4	3,6
Torace pa.	179	3,7	37,3	3,3	37,9	3,5

DS, deviazione standard; ap, anteroposteriore; ll, laterolaterale; pa, posteroanteriore; lat, laterale

Percentage SDs for the SDD were lower than 8%. Field width and height showed percentage SDs ranging from 5% to 10% in all cases except lumbar spine LAT, where manual exposure was more frequently used and percentage SDs were in the order of 15%. Because these variations were very limited when compared with those identified among P_{KA} values, the factor that most accounted for dose differences was no doubt the mAs selected by the automatic exposure control system.

By using Eq. (1), we could estimate the $K_{a,e}$ value for the different examinations. The distribution is shown in Fig. 3. Graphs also show the DRL for each examination, except for lumbar spine LAT, where the DRL (30 mGy) widely exceeded the estimated $K_{a,e}$ value. It can be seen that the entrance surface air kerma values for the standard patient were substantially lower than the recommended reference values in nearly all examinations. The level was exceeded in a few cases: in 1.5% of spine PA and pelvis examinations and in 4% of chest PA examinations.

It should, however, be considered that the current DRL are derived from a survey of dose assessments on standardized patients of 70 ± 5 kg body weight, whereas the dose distributions observed in our study refer to all patients. It is likely that the higher $K_{a,e}$ values were obtained with heavier, non-standard-sized patients, but such a hypothesis cannot be verified without data on weight and height being recorded. In addition, the method used for evaluating $K_{a,e}$ gives rise to an underestimation for overweight patients, as the thickness in Eq. (1) was greater than that of a standard patient. For example, if we consider an examination of the abdomen in a patient with a thickness of 30 cm, the relative difference of estimated $K_{a,e}$ compared with a standard patient with a thickness of 21 cm is approximately 20%. Similar considerations apply to patients of lower-than-standard weight.

Table 3 shows the mean and median values and the third quartile of the $K_{a,e}$ distributions for the different examinations. It is clear that this type of equipment and the manufacturer's calibration of automatic exposure control permit considerable dose savings with respect to the acceptable doses established by the DRL. The DRL is about five times the third quartile of the $K_{a,e}$ distribution estimated for abdominal AP and lumbar spine LAT and twice that estimated for chest PA. These results are comparable with those obtained in another recent study conducted on the same radiological device used in several hospitals in Germany [15].

Adoption of an instrument for retrieving and synthesising dose data for all examinations, such as the one used in this

controllo automatico dell'esposizione. Per quanto riguarda i parametri geometrici, i valori medi e le relative deviazioni standard sono riportate in Tabella 2.

Le deviazioni standard percentuali per la DFR risultano inferiori all'8%. Larghezza e altezza del campo mostrano deviazioni standard percentuali comprese nell'intervallo 5%–10% in tutti i casi tranne che per la colonna lombare laterale, per la quale si ha evidentemente un più frequente uso di diaframmatura manuale e deviazioni standard percentuali dell'ordine del 15%. Queste variazioni sono però molto limitate rispetto a quelle riscontrate per i valori di P_{KA} e quindi ciò che differenzia maggiormente la dose è sicuramente il valore di prodotto corrente per tempo scelto dal controllo automatico dell'esposizione.

Utilizzando la relazione (1) è stato possibile stimare il valore di $K_{a,e}$ per i diversi esami. La Figura 3 mostra le distribuzioni di $K_{a,e}$ per i diversi esami. Sui grafici è inoltre riportata l'indicazione del LDR per ciascun esame, ad eccezione dell'esame della colonna lombare laterale per il quale il valore di LDR (30 mGy) è ampiamente superiore al valore massimo di $K_{a,e}$ valutato. Si può notare che i valori di kerma in ingresso per paziente standard sono decisamente minori dei valori di riferimento stabiliti dalla normativa nella quasi totalità degli esami. In rari casi si ha un superamento del livello: per l'1,5% degli esami colonna PA e bacino e per il 4% degli esami torace PA.

Occorre in ogni caso considerare il fatto che gli attuali LDR sono il risultato di un'indagine compiuta con valutazioni di dose su pazienti di corporatura standard, di peso 70 ± 5 kg, mentre le distribuzioni di dose di questo studio si riferiscono a tutti i pazienti. È verosimile che i valori di $K_{a,e}$ più alti siano stati ottenuti con i pazienti di peso maggiore e corporatura non standard, ma questa ipotesi non può essere verificata in assenza di una registrazione dei dati di peso e altezza. Inoltre il metodo utilizzato per la stima dell' $K_{a,e}$ comporta una sottostima per pazienti in sovrappeso, in quanto lo spessore da considerare nella formula (1) è maggiore di quello di un paziente standard. Considerando per esempio un esame dell'addome compiuto su un paziente con spessore di 30 cm, la differenza relativa di $K_{a,e}$ stimata rispetto a quello di un paziente standard di spessore 21 cm è di circa il 20%. Considerazioni analoghe valgono per i pazienti di peso inferiore a quello standard.

Nella Tabella 3 vengono riportati i valori medi, mediani e il terzo quartile delle distribuzioni di $K_{a,e}$ per i vari esami. Risulta evidente che questo tipo di apparecchiatura e la taratura del controllo automatico dell'esposizione effettuato dalla ditta fornitrice consentono di ottenere un notevole risparmio di dose rispetto a quanto già considerato accettabile attraverso la definizione dei LDR. Si può osservare come il valore di LDR sia pari a circa 5 volte quello del terzo quartile della distribuzione di $K_{a,e}$ valutata per gli esami addome AP e colonna lombare LAT, mentre per gli esami del torace PA si ha un rapporto pari a 2. Questi risultati sono confrontabili con quelli ottenuti in un altro studio recente relativo allo stesso apparecchio radiologico

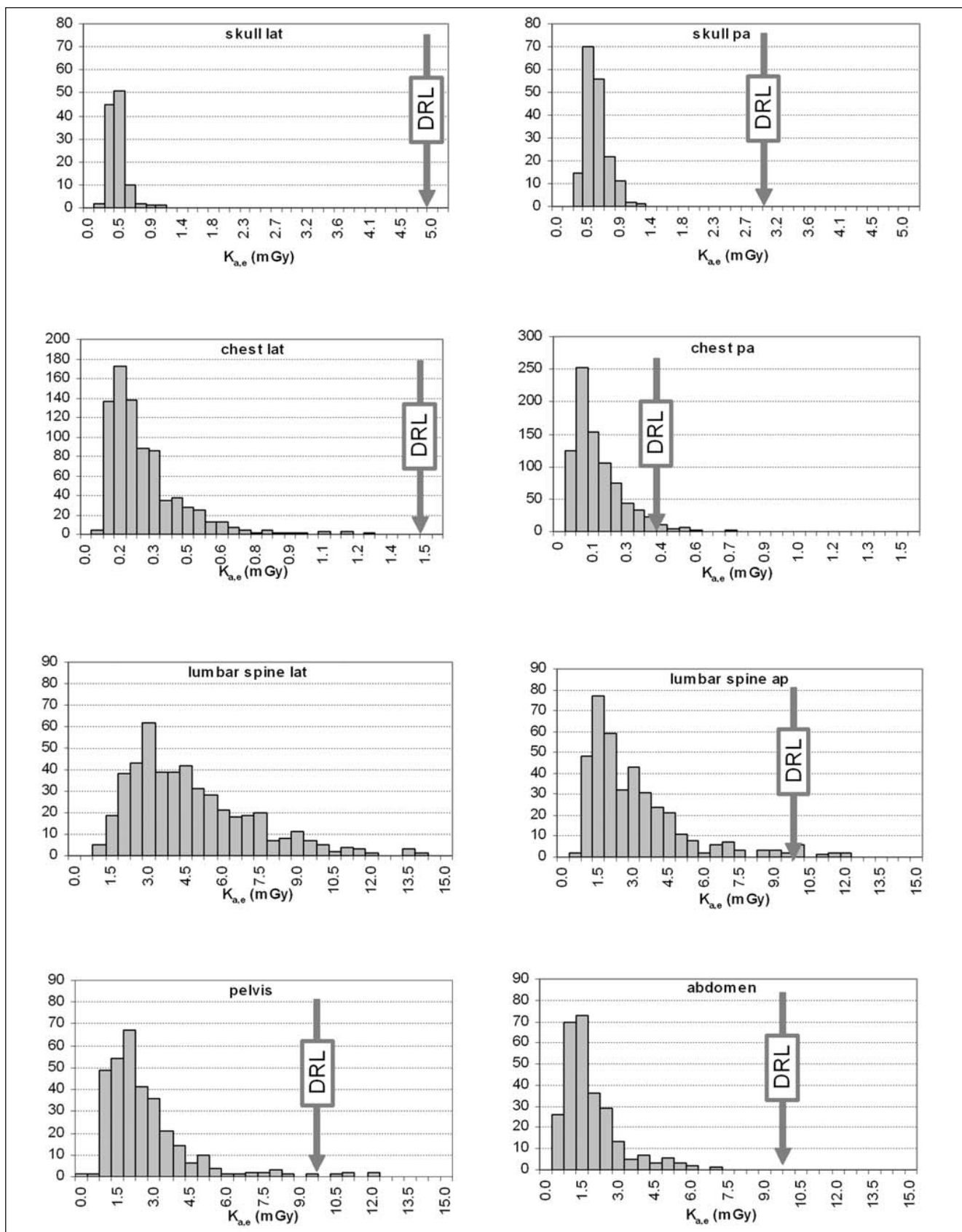


Fig. 3 Entrance surface air kerma ($K_{a,e}$) distributions for the different examinations.

Fig. 3 Distribuzioni di $K_{a,e}$ per i diversi esami.

Table 3 Entrance surface air kerma ($K_{a,e}$) values for the different examinations and related diagnostic reference levels (DRL)

Examination	Entrance surface air kerma (mGy)			DRL
	Mean	Median	Third quartile	
Abdomen AP	1.6	1.2	2.0	10
Pelvis	2.4	2.0	2.8	10
Lumbar spine AP	2.8	2.3	3.4	10
Lumbar spine LL	4.6	3.9	5.8	30
Skull LAT	0.33	0.32	0.38	3
Skull PA	0.49	0.45	0.58	5
Chest LAT	0.23	0.19	0.29	1.5
Chest PA	0.15	0.12	0.20	0.4

AP, anteroposterior; LL, laterolateral; LAT, lateral; PA, posteroanterior

Tabella 3 Valori di $K_{a,e}$ per i diversi esami e relativi LDR

Esame	Valori di kerma superficiale in ingresso (mGy)			LDR
	Valore medio	Mediana	Terzo quartile	
Addome ap.	1,6	1,2	2,0	10
Bacino	2,4	2,0	2,8	10
Colonna lomb. ap.	2,8	2,3	3,4	10
Colonna lomb. ll.	4,6	3,9	5,8	30
Cranio lat.	0,33	0,32	0,38	3
Cranio pa.	0,49	0,45	0,58	5
Torace lat.	0,23	0,19	0,29	1,5
Torace pa.	0,15	0,12	0,20	0,4

ap, anteroposteriore; ll, laterolaterale; lat, laterale; pa, posteroanteriore

study, may form the basis for further optimisation studies. It is in fact possible to schedule a variation of one of the exposure factors (kV, filtration, automatic exposure control calibration) for a set period of time to monitor changes in patient dose and assess image quality.

Conclusions

The method adopted proved to be effective for characterising the dose of each examination by evaluating the statistical indicators of the quantity considered over extensive samples. The dose values obtained in relation to the reference diagnostic levels indicate that this radiological device allows considerable dose savings compared with estimations carried out on nondigital or phosphor-plate digital devices. Adoption of an instrument for retrieving and synthesising dose data for all examinations, such as the one used in this study, may be used as the basis for further optimisation studies.

Acknowledgements This work was supported in part by the research project “Reduction of risk associated with exposure to ionising radiation for medical purposes” - Compagnia San Paolo di Torino.

utilizzato in alcuni ospedali tedeschi [15].

L'adozione di uno strumento di raccolta e sintesi dei dati di dose rilevati per tutti gli esami come quello impiegato in questo studio può tuttavia essere utilizzato come base per ulteriori studi di ottimizzazione. È possibile infatti pianificare per periodi di tempo definiti la variazione di uno dei parametri di esposizione (kV, filtrazione, calibrazione del CAE) monitorando da un lato le variazioni di dose al paziente e dall'altro le valutazioni sul risultato in termini di qualità di immagine.

Conclusioni

Il metodo implementato è risultato efficace per caratterizzare la dose di ciascun esame tramite la valutazione degli indici statistici della quantità di interesse su campioni molto estesi. I valori di dose ottenuti in rapporto ai livelli diagnostici di riferimento indicano che per questo apparecchio si ha un risparmio considerevole di dose rispetto a quanto è stato valutato per apparecchi radiologici non digitali o digitali con piastre ai fosfori. In ogni caso, l'adozione di uno strumento di raccolta e sintesi dei dati di dose rilevati per tutti gli esami come quello impiegato in questo studio può essere utilizzato come base per ulteriori studi di ottimizzazione.

Ringraziamenti L'esecuzione di questo lavoro è stato in parte possibile grazie ai finanziamenti del progetto di ricerca “Riduzione del rischio associato all'esposizione a radiazioni ionizzanti per fini medici” - Compagnia San Paolo di Torino.

Conflict of interest statement The authors declare that they have no conflict of interest to the publication of this article.

References/Bibliografia

1. Decreto Legislativo, 26 maggio 2000, n. 187 (2000) Attuazione della direttiva 97/43/EURATOM in materia di protezione sanitaria delle persone ionizzanti connesse ad esposizioni mediche. Supplemento ordinario alla "Gazzetta Ufficiale", n. 157 del 7 luglio 2000
2. European Commission (1996) European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. Office for official publications of the European Communities (EUR 16260) EN Bruxelles
3. Ropolo R, Isoardi P, Catuzzo P et al (2001) Check of compliance with quality criteria for diagnostic radiographic images in quality control. *Radiol Med* 101:75–81
4. Strotzer M, Volk M, Frund R et al (2002) Routine chest radiography using a flat-panel detector: image quality at standard detector dose and 33% dose reduction. *AJR Am J Roentgenol* 178:169–171
5. Dobbins JT, Samei E, Chotas HG et al (2003) Chest radiography: optimization of X-ray spectrum for cesium iodide-amorphous silicon flat-panel detector. *Radiology* 226:221–230
6. Volk M, Hamer OW, Feuerbach S et al (2004) Dose reduction in skeletal and chest radiography using a large-area flat-panel detector based on amorphous silicon and thallium-doped cesium iodide: technical background, basic image quality parameters, and review of the literature. *Eur Radiol* 14:827–834
7. Aldrich JE, Duran E, Dunlop P et al (2006) Optimization of dose and image quality for computed radiography and digital radiography. *J Digit Imaging* 19:126–131
8. Saiani F, Ghirardi C, Rodella CA et al (2004) Radiation dose in digital chest radiography: comparison among three technologies. *Radiol Med* 2004 107:401–407
9. Kroft LJ, Veldkamp WJ, Mertens BJ et al (2005) Comparison of eight different digital chest radiography systems: variation in detection of simulated chest disease. *AJR Am J Roentgenol* 185:339–346
10. Neofotistou V, Tsapaki V, Kottou S et al (2005) Does digital imaging decrease patient dose? A pilot study and review of the literature. *Radiat Prot Dosimetry* 117:204–210
11. [No authors listed] (2005) Patient dosimetry for X rays used in medical imaging. *Journal of the ICRU* 5:i
12. National Institute of Health, <http://rsb.info.nih.gov/IJ>
13. Rannikko S, Ermakov I, Lampinen JS et al (1997) Computing patient doses of X-ray examinations using a patient size and sex-adjustable phantom. *Brit J Radiol* 70:708–718
14. International Commission on Radiological Protection (1975) Reference man: anatomic, physiological, and metabolic characteristics, Publication 23. Pergamon Press, Oxford
15. Schuncke A, Neitzel U (2005) Retrospective patient dose analysis of a digital radiography system in routine clinical use. *Rad Prot Dosim* 114:131–134